

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年10月 1日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-288535

[ST.10/C]:

[J P 2 0 0 2 - 2 8 8 5 3 5]

出 願 人

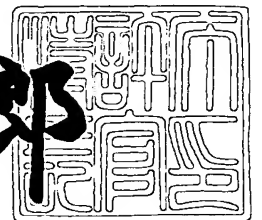
Applicant(s):

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

2003年 6月23日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3049248

【書類名】 特許願

【整理番号】 16NM02053

【提出日】 平成14年10月 1日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

【請求項の数】 16

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 三好 光晴

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

 【氏名】 小杉 進

【特許出願人】

 【識別番号】 300019238

 【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

 【識別番号】 100085187

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 井島 藤治

【選任した代理人】

 【識別番号】 100090424

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 鯨島 信重

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 009542

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0005611

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 対象内のスピンを S S F P 状態にして複数ビューのエコーデータを獲得することを、R F パルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ (M は 2 以上の整数、 $k = 0, 1, \dots, M-1$) として $k = 0$ から $M-1$ まで繰り返す獲得手段と、

エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行う変換手段と、

フーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項の絶対値の和を求める加算手段と、

前記和のデータに基づいて画像を生成する画像生成手段と、
を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 2】 対象内のスピンを S S F P 状態にして水と脂肪が $2\pi/m$ ($m \geq 2$) の位相差を持つ複数ビューのエコーデータを獲得することを、R F パルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ (M は 2 以上の整数、 $k = 0, 1, \dots, M-1$) として $k = 0$ から $M-1$ まで繰り返す獲得手段と、

エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行う変換手段と、

フーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項について、それぞれ、水と脂肪の位相差を利用して水データと脂肪データとに分離する分離手段と、

前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における水データと脂肪データのうちの少なくともいずれか一方について絶対値の和を求める加算手段と、

前記和のデータに基づいて画像を生成する画像生成手段と、
を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 3】 前記獲得手段は、エコータイム T E を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1/m_1$ ($m_1 \geq 2$) としてエコーデータを獲得し、パルス繰り返し時間 T R とエコータイム T E の差を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1/m_2$ ($m_2 \geq 2$) としてエコーデータを獲得する、
ことを特徴とする請求項 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 4】 $m_1 = m_2 = 4$ である、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 5】 エコータイム T_E がパルス繰り返し時間 T_R の a ($a = m_2 / (m_1 + m_2)$) 倍である、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 6】 エコータイム T_E がパルス繰り返し時間 T_R の $1/2$ ($m_1 = m_2$) である、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 7】 前記分離手段は、磁場不均一によるフーリエ変換されたデータの位相誤差を補正した上で水データと脂肪データとに分離する、

ことを特徴とする請求項 2 ないし請求項 6 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 8】 前記分離手段は、フーリエ変換されたデータの位相を m 倍して水と脂肪を同相にし、 $\pm\pi$ の範囲を超える分の折り返しを補正した上で $1/m$ した位相分布によって位相誤差を補正する、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 9】 前記加算手段は、前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における水データの絶対値の和を求める、

ことを特徴とする請求項 2 ないし請求項 8 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 10】 前記加算手段は、前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における脂肪データの絶対値の和を求める、

ことを特徴とする請求項 2 ないし請求項 8 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 11】 前記加算手段は、前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における水データおよび脂肪データについてそれぞれ絶対値の和を求め、

前記画像生成手段は、それぞれの和のデータに基づいてそれぞれ画像を生成する、

ことを特徴とする請求項 2 ないし請求項 8 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 2】 $M=4$ である、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 1 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 3】 前記変換手段は、フーリエ変換を $F(0)$ 項から $F(1)$ 項までとする、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 2 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 4】 グラディエントエコーとスピンエコーの間の位相ずれおよび時間ずれを補正する補正手段を有する、
ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 1 3 のうちのいずれか 1 つに記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 5】 前記補正手段は、クラッシュャによってスピンエコーの位相をリセットしたときのグラディエントエコーの位相とエコー時間、および、クラッシュャによってグラディエントエコーの位相をリセットしたときのスピンエコーの位相とエコー時間から前記位相ずれと前記時間ずれを求めて補正する、
ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 1 6】 前記補正手段は、RFパルスの位相によって前記位相ずれを補正し、勾配磁場によって前記時間ずれを補正する、
ことを特徴とする請求項 1 5 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴撮影装置に関し、とくに、対象内のスピン (spin) を SSFP (Steady State Free Precession) 状態にして磁気共鳴撮影を行う装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴撮影を行う従来の技法のひとつとして、対象内のスピンを SSFP 状態にして磁気共鳴撮影を行う方法がある。この方法によれば、位相が変化しない

RFパルス (radio frequency pulse) を用いて獲得したエコーデータ (echo data) と、位相が0と π とに交互に変化するRFパルスを用いて獲得したエコーデータとの、和または差に基づいて画像が生成される (例えば、特許文献1参照)。

【0003】

磁気共鳴撮影にあたり脂肪信号を抑制する従来の技法として、脂肪抑制パルスを用いる方法 (例えば、非特許文献1参照)、および、FEMR (Fluctuating Equilibrium Magnetic Resonance) を用いる方法 (例えば、非特許文献2参照) がある。

【0004】

【特許文献1】

特許第2398329号公報 (第1-9頁、第1-5図)

【非特許文献1】

クラウス・シェフラー他、マグネタイゼーション・プレパレーション・デュアリング・ザ・ステディ・ステート：ファットサチュレーテッド・スリーデー・トゥルー・エフアイエスピー、「マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン」、2001年、第45巻、p. 1075-1080

(Klaus Scheffler et al, Magnetization Preparation During the Steady State : Fat-Saturated 3D TrueFISP, "Magnetic Resonance in Medicine," 45:1075-1080 (2001))

【非特許文献2】

シュレヤス・एस・ヴァサナワラ他、フラクチュエーティング・イクイリブリウム・エムアールアイ、「マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン」、1999年、第42巻、p. 876-883

(Shreyas S. Vasanawala et al., Fluctuating Equilibrium MRI, "Magnetic Resonance in Medicine," 42:1075-1080 (1999))

))

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

上記の従来方法で撮影した画像およびFEMRによって撮影した画像には、静磁場の強度分布が不均一な場合にバンディングアーチファクト (banding artifact) が生じる。

【0006】

上記の脂肪抑制パルスによる脂肪抑制は、ステディステートを乱すためにSSF P状態での撮影には不向きである。

【0007】

そこで、本発明の課題は、SSF P状態でバンディングアーチファクトがない画像を撮影する磁気共鳴撮影装置を実現することである。また、SSF P状態で水と脂肪を分離して撮影する磁気共鳴撮影装置を実現することを課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、対象内のスピンをSSF P状態にして複数ビューのエコーデータを獲得することをRFパルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ (M は2以上の整数、 $k=0, 1, \dots, M-1$) として $k=0$ から $M-1$ まで繰り返す獲得手段と、エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行う変換手段と、フーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項の絶対値の和を求める加算手段と、前記和のデータに基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0009】

この観点での発明では、獲得手段により、対象内のスピンをSSF P状態にして複数ビューのエコーデータを獲得することをRFパルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ として $k=0$ から $M-1$ まで繰り返し、変換手段により、エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行い、加算手段により、フーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項の絶対値の和を求め、画像生成手段に

より、前記和のデータに基づいて画像を生成するので、磁場不均一にかかわらずバンディングアーチファクトがない画像を得ることができる。

【0010】

(2) 上記の課題を解決するための他の観点での発明は、対象内のスピンを S S F P 状態にして水と脂肪が $2\pi/m$ ($m \geq 2$) の位相差を持つ複数ビューのエコーデータを獲得することを、R F パルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ (M は 2 以上の整数、 $k = 0, 1, \dots, M-1$) として $k = 0$ から $M-1$ まで繰り返す獲得手段と、エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行う変換手段と、フーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項について、それぞれ、水と脂肪の位相差を利用して水データと脂肪データとに分離する分離手段と、前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における水データと脂肪データのうちの少なくともいずれか一方について絶対値の和を求める加算手段と、前記和のデータに基づいて画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴撮影装置である。

【0011】

この観点での発明では、獲得手段により、対象内のスピンを S S F P 状態にして水と脂肪が $2\pi/m$ の位相差を持つ複数ビューのエコーデータを獲得することを R F パルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ として $k = 0$ から $M-1$ まで繰り返し、変換手段により、エコーデータについて前記位相に基づくフーリエ変換を行い、分離手段によりフーリエ変換されたデータの $F(0)$ 項および $F(1)$ 項について、それぞれ、水と脂肪の位相差を利用して水データと脂肪データとに分離し、加算手段により、前記 $F(0)$ 項および前記 $F(1)$ 項における水データと脂肪データのうちの少なくともいずれか一方について絶対値の和を求め、画像生成手段により、前記和のデータに基づいて画像を生成するので、水と脂肪が分離され画像を得ることができる。また、磁場不均一にかかわらずバンディングアーチファクトを含まない画像を得ることができる。

【0012】

前記獲得手段は、エコータイム T E を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1/m$ としてエコーデータを獲得することが、 $F(0)$ 項の水と脂肪の位相差を

$2\pi/m_1$ にする点で好ましい。

【0013】

前記獲得手段は、パルス繰り返し時間TRとエコータイムTEの差を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1/m_2$ としてエコーデータを獲得することが、F(1)項の水と脂肪の位相差を $-2\pi/m_2$ にする点で好ましい。

【0014】

$m_1 = m_2 = 4$ であることが、水と脂肪の位相差を $\pi/2$ にする点で好ましい。

【0015】

エコータイムTEがパルス繰り返し時間TRの a ($a = m_2 / (m_1 + m_2)$) 倍であることが、水に対する脂肪の位相が、F(0)項では $2\pi/m_1$ 進み、F(1)項では $2\pi/m_2$ 遅れる点で好ましい。

【0016】

エコータイムTEがパルス繰り返し時間TRの $1/2$ ($m_1 = m_2 = m$) であることが、水に対する脂肪の位相が、F(0)項では $2\pi/m$ 進み、F(1)項では $2\pi/m$ 遅れる点で好ましい。

【0017】

前記分離手段は、磁場不均一によるフーリエ変換されたデータの位相誤差を補正した上で水データと脂肪データとに分離することが、水と脂肪の分離を適切に行う点で好ましい。

【0018】

前記分離手段は、フーリエ変換されたデータの位相を m 倍して水と脂肪を同相にし、 $\pm\pi$ の範囲を超える分の折り返しを補正した上で $1/m$ した位相分布によって位相誤差を補正することが、位相誤差補正を適切に行う点で好ましい。

【0019】

前記加算手段は、前記F(0)項および前記F(1)項における水データの絶対値の和を求めることが、水像を得る点で好ましい。

【0020】

前記加算手段は、前記F(0)項および前記F(1)項における脂肪データの

絶対値の和を求めることが、脂肪像を得る点で好ましい。

【0021】

前記加算手段は、前記F（0）項および前記F（1）項における水データおよび脂肪データについてそれぞれ絶対値の和を求め、前記画像生成手段は、それぞれの和のデータに基づいてそれぞれ画像を生成することが、水像および脂肪像をそれぞれ得る点で好ましい。

【0022】

M=4であることが、RFパルスの位相の階差を4種類とする点で好ましい。

【0023】

前記変換手段は、フーリエ変換をF（0）項からF（1）項までとすることが、変換時間を短縮する点で好ましい。

【0024】

グラディエントエコーとスピンエコーの間の位相ずれおよび時間ずれを補正する補正手段を有することが、SSF P状態での撮影を適切に行う点で好ましい。

【0025】

前記補正手段は、クラッシュによってスピンエコーの位相をリセットしたときのグラディエントエコーの位相とエコー時間、および、クラッシュによってグラディエントエコーの位相をリセットしたときのスピンエコーの位相とエコー時間から前記位相ずれと前記時間ずれを求めて補正することが、補正を適切に行う点で好ましい。

【0026】

前記補正手段は、RFパルスの位相によって前記位相ずれを補正し、勾配磁場によって前記時間ずれを補正することが、補正を適切に行う点で好ましい。

【0027】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に磁気共鳴撮影装置のブロック（block）図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0028】

同図に示すように、本装置はマグネットシステム100を有する。マグネットシステム100は主磁場コイル(c o i l)部102、勾配コイル部106およびRFコイル部108を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の形状を有し、互いに同軸的に配置されている。マグネットシステム100の概ね円柱状の内部空間(ボア:b o r e)に、撮影の対象1がクレードル(c r a d l e)500に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【0029】

主磁場コイル部102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象1の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル部102は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成してもよい。

【0030】

勾配コイル部106は、互いに垂直な3軸すなわちスライス(s l i c e)軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【0031】

静磁場空間における互いに垂直な座標軸をX、Y、Zとしたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り2軸のうちの一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったままX、Y、Z軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置では対象1の体軸の方向をZ軸方向とする。

【0032】

スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード(e n c o d e)勾配磁場またはフェーズエンコード(p h a s e e n c o d e)勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト(r e a d o u t)勾配磁場ともいう。リードアウト勾配磁場は周波数エンコード勾配磁場と同義である。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部106は図示しない3系統の勾配コイルを有する。以下、勾配磁

場を単に勾配ともいう。

【0033】

RFコイル部108は静磁場空間に対象1の体内のスピンを励起するための高周波磁場を形成する。以下、高周波磁場を形成することをRF励起信号の送信ともいう。また、RF励起信号をRFパルス(pulse)ともいう。励起されたスピが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号は、RFコイル部108によって受信される。

【0034】

磁気共鳴信号は、周波数ドメイン(domain)すなわちフーリエ(Fourier)空間の信号となる。位相軸方向および周波数軸方向の勾配により、磁気共鳴信号のエンコードを2軸で行うので、磁気共鳴信号は2次元フーリエ空間における信号として得られる。フェーズエンコード勾配およびリードアウト勾配は、2次元フーリエ空間における信号のサンプリング位置を決定する。以下、2次元フーリエ空間をkスペース(k-space)ともいう。

【0035】

勾配コイル部106には勾配駆動部130が接続されている。勾配駆動部130は勾配コイル部106に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部130は、勾配コイル部106における3系統の勾配コイルに対応して、図示しない3系統の駆動回路を有する。

【0036】

RFコイル部108にはRF駆動部140が接続されている。RF駆動部140はRFコイル部108に駆動信号を与えてRFパルスを送信し、対象1の体内のスピンを励起する。

【0037】

RFコイル部108にはデータ収集部150が接続されている。データ収集部150は、RFコイル部108が受信した受信信号をデジタルデータ(digital data)として収集する。

【0038】

勾配駆動部130、RF駆動部140およびデータ収集部150にはシーケン

ス (sequence) 制御部 160 が接続されている。シーケンス制御部 160 は、勾配駆動部 130 ないしデータ収集部 150 をそれぞれ制御して磁気共鳴信号の収集を遂行する。

【0039】

シーケンス制御部 160 は、例えばコンピュータ (computer) 等を用いて構成される。シーケンス制御部 160 は図示しないメモリ (memory) を有する。メモリはシーケンス制御部 160 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。シーケンス制御部 160 の機能は、コンピュータがメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0040】

データ収集部 150 の出力側はデータ処理部 170 に接続されている。データ収集部 150 が収集したデータがデータ処理部 170 に入力される。データ処理部 170 は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。データ処理部 170 は図示しないメモリを有する。メモリはデータ処理部 170 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。

【0041】

データ処理部 170 はシーケンス制御部 160 に接続されている。データ処理部 170 はシーケンス制御部 160 の上位にあってそれを統括する。本装置の機能は、データ処理部 170 がメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0042】

データ処理部 170 は、データ収集部 150 が収集したデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。このデータ空間は k スペースに対応する。データ処理部 170 は、 k スペースのデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより画像を再構成する。

【0043】

データ処理部 170 には表示部 180 および操作部 190 が接続されている。表示部 180 は、グラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。操作部 190 はポインティングデバイス (pointing

d e v i c e) を備えたキーボード (k e y b o a r d) 等で構成される。

【 0 0 4 4 】

表示部 1 8 0 は、データ処理部 1 7 0 から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部 1 9 0 は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部 1 7 0 に入力する。使用者は表示部 1 8 0 および操作部 1 9 0 を通じてインタラクティブ (i n t e r a c t i v e) に本装置を操作する。

【 0 0 4 5 】

図 2 に、他の方式の磁気共鳴撮影装置のブロック図を示す。同図に示す磁気共鳴撮影装置は、本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【 0 0 4 6 】

本装置は、図 1 に示した装置とは方式を異にするマグネットシステム 1 0 0' を有する。マグネットシステム 1 0 0' 以外は図 1 に示した装置と同様な構成になっており、同様な部分は同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 7 】

マグネットシステム 1 0 0' は主磁場マグネット部 1 0 2' 、勾配コイル部 1 0 6' および R F コイル部 1 0 8' を有する。これら主磁場マグネット部 1 0 2' および各コイル部は、いずれも空間を挟んで互いに対向する 1 対のものからなる。また、いずれも概ね円盤状の形状を有し中心軸を共有して配置されている。マグネットシステム 1 0 0' の内部空間 (ボア) に、対象 1 がクレードル 5 0 0 に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【 0 0 4 8 】

主磁場マグネット部 1 0 2' はマグネットシステム 1 0 0' の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象 1 の体軸方向と直交する。すなわちいわゆる垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部 1 0 2' は例えば永久磁石等を用いて構成される。なお、永久磁石に限らず超伝導電磁石あるいは常伝導電磁石等を用いて構成してもよい。

【 0 0 4 9 】

勾配コイル部 1 0 6' は、互いに垂直な 3 軸すなわちスライス軸、位相軸およ

び周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【0050】

静磁場空間における互いに垂直な座標軸をX, Y, Zとしたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り2軸のうちの一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったままX, Y, Z軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置でも対象1の体軸の方向をZ軸方向とする。

【0051】

スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード勾配磁場ないしフェーズエンコード勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト勾配磁場ともいう。リードアウト勾配磁場は周波数エンコード勾配磁場と同義である。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部106'は図示しない3系統の勾配コイルを有する。

【0052】

RFコイル部108'は静磁場空間に対象1の体内のスピンを励起するためのRFパルスを送信する。励起されたスピが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号は、RFコイル部108'によって受信される。RFコイル部108'の受信信号がデータ収集部150に入力される。

【0053】

図3に、SSF P状態でのスキャン(scan)のパルスシーケンス(pulse sequence)を示す。パルスシーケンスは左から右に進行する。同図において、(1)はRF信号のパルスシーケンスを示す。(2)～(4)はいずれも勾配磁場のパルスシーケンスを示す。(2)はスライス勾配、(3)は周波数エンコード勾配、(4)は位相エンコード勾配である。なお、静磁場は一定の磁場強度で常時印加されている。

【0054】

同図に示すように、 α° パルスによるスピン励起が行われる。スピン励起はスライス勾配G sliceの下での選択励起である。スピン励起は、周期TRで繰

り返し行われる。周期TRはパルス繰り返し時間 (pulse repetition time) とも呼ばれる。以下、パルス繰り返し時間を単にTRともいう。1TRが1ビュー (view) に相当する。

【0055】

1TRの間に印加される周波数エンコード勾配Gfreqによってエコーが読み出される。なお、エコーはその中心信号で表現する。 α° パルスの中心からエコー中心までの時間がエコータイム (echo time) TEである。以下、エコータイムを単にTEともいう。

【0056】

通常は、 $TE = TR / 2$ となるように、周波数エンコード勾配Gfreqが設定される。水と脂肪を分離して撮影する場合は、TEはさらに、水と脂肪の位相差が 2π になる時間の $1/m$ となるように設定される。これはTRの設定を通じて行われる。mは例えば4である。このとき、水と脂肪の位相差は $\pi/2$ となる。なお、mは4に限るものではない。

【0057】

1TRの間に、スピン励起の直後と次のスピン励起の直前にそれぞれ位相エンコード勾配Gphaseが印加される。これら1対の位相エンコード勾配Gphaseは、大きさおよび極性が互いに対称的になっている。これによって、前側の位相エンコード勾配Gphaseによって位相エンコードの巻き上げが行われ、後ろ側の位相エンコード勾配Gphaseによって位相エンコードの巻き戻しが行われる。位相エンコード量は1TRごとに変更される。

【0058】

位相エンコードおよび周波数エンコードによってエコーを読み出すことにより、kスペースのデータがサンプリング (sampling) される。図4に、kスペース概念図を示す。同図に示すように、kスペースの横軸kxは周波数軸であり、縦軸kyは位相軸である。

【0059】

同図において、複数の横長の長方形がそれぞれ位相軸上のデータサンプリング位置を表す。長方形内に記入された数字は位相エンコード量を表す。位相エンコ

ード量は π/N で正規化してある。N は位相方向のサンプリング数である。位相方向のサンプリング数はビュー数とも呼ばれる。

【 0 0 6 0 】

位相エンコード量は位相軸 k_y の中心で 0 である。中心から両端にかけて位相エンコード量が次第に増加する。増加の極性は互いに逆である。サンプリング間隔すなわち位相エンコード量の階差は π/N である。

【 0 0 6 1 】

本装置では、このようなデータ収集を、 α° パルスの位相を 1 TR ごとに $2\pi \cdot k/M$ ずつ変更しながら行う。 $2\pi \cdot k/M$ は、 α° パルスの 1 TR ごとの位相の階差となる。ここで、M は 2 以上の整数である。また、 $k = 0, 1, \dots, M-1$ である。

【 0 0 6 2 】

$k = 0$ のとき、位相階差は 0 である。したがって、 α° パルスの位相変更はなく、毎回同じ位相でスピン励起が行われる。このような励起の下で k スペースについてのひとつの群のデータが収集される。以下、この群のデータを $f(0)$ で表す。

【 0 0 6 3 】

$k = 1$ のとき、位相階差は $2\pi/M$ である。したがって、1 TR ごとに α° パルスの位相を $2\pi/M$ ずつ変更しながらスピン励起が行われる。このような励起の下で k スペースについての他の群のデータが収集される。以下、この群のデータを $f(1)$ で表す。

【 0 0 6 4 】

$k = 2$ のとき、位相階差は $4\pi/M$ である。したがって、1 TR ごとに α° パルスの位相を $4\pi/M$ ずつ変更しながらスピン励起が行われる。このような励起の下で k スペースについてのさらに他の群のデータが収集される。以下、この群のデータを $f(2)$ で表す。

【 0 0 6 5 】

以下、この要領で、 $k = M-1$ まで、 k スペースについての各群のデータが収集される。これによって、M 群のデータ $f(0)$, $f(1)$, $f(2)$, \dots

, $f(M-1)$ が収集される。以下、このようなデータ収集をフェーズサイクル (phase cycle) 法と呼ぶ。

【0066】

フェーズサイクル法では、各群のデータを $f(k)$ で表す。Mが例えば4であるとき、4群のデータ $f(0)$, $f(1)$, $f(2)$, $f(3)$ が収集される。なお、Mは4に限るものではない。

【0067】

フェーズサイクル法によって得られるデータ $f(k)$ は次式で与えられる。

【0068】

【数1】

$$f(k) = \frac{A(1 - E_2 \exp i \xi)}{B(1 - E_2 \cos \xi) - C(E_2 - \cos \xi)} E_3 \exp \left(i \frac{\theta_{\text{chem}} + \theta}{2} \right) \quad (1)$$

$$\xi = \phi - \theta - \theta_{\text{chem}}$$

$$A = M_0(1 - E_1) \sin \alpha$$

$$B = 1 - E_1 \cos \alpha$$

$$C = E_2(E_1 - \cos \alpha)$$

$$E_1 = \exp(-TR/T_1)$$

$$E_2 = \exp(-TR/T_2)$$

$$E_3 = \exp(-TR/2/T_2^*)$$

$$\phi = 2\pi k/M$$

【0069】

ここで、 ξ はスピンの位相を表す。 ξ には、 α° パルスの位相 ϕ 、磁場不均一やサセプタビリティ (susceptability) 等による位相誤差 θ 、および、ケミカルシフト (chemical shift) による位相 θ_{chem} が含まれる。M0 は初期磁化を表す。

【0070】

$E_1 \doteq 1$ と仮定すると、(1) 式の分母における $\cos \xi$ の係数 ($-BE_2 +$

$C = E_2 (1 + \cos \alpha) (E_1 - 1)$ はほぼ 0 となるので、(1) 式を簡略化して次式で表す。

【0071】

【数 2】

$$f(k) = \text{constant}(1 - E_2 \exp i \xi) \exp \left(i \frac{\theta_{\text{chem}} + \theta}{2} \right) \quad (2)$$

【0072】

画像を生成するにあたって、M 群のデータについてフーリエ変換が行われる。フーリエ変換は位相階差 $2\pi \cdot k/M$ に基づいて行われる。すなわち、

【0073】

【数 3】

$$F(n) = \sum_{k=0}^{M-1} f(k) \exp \left(-i \frac{2\pi}{M} n \cdot k \right) \quad (3)$$

【0074】

(3) 式によるフーリエ変換により、 $n = 0, 1, 2, 3, \dots$ に対応して、 $F(0), F(1), F(2), F(3), \dots$ がそれぞれ得られる。

【0075】

図 5 に、 $f(k)$ とそのフーリエ変換 $F(n)$ をベクトル (vector) によって示す。ここでは、一例として $M=4$ としている。したがって、 $k=0, 1, 2, 3$ である。なお、 n については 0 から 3 までを示す。ここでは、簡略化のため $\theta=0$ としている。

【0076】

黒塗りのベクトルは (2) 式における定数項 ($\text{constant} \times \exp(i(\theta_{\text{chem}} + \theta)/2)$) を表し、白抜きのベクトルは $\exp i \xi$ 項 ($\text{constant} \times (-E_2 \exp i \xi) \times \exp(i(\theta_{\text{chem}} + \theta)/2)$) を表す。なお、ここでは $f(k)$ が水データであるとしている。

【0077】

同図に示すように、 $f(0) \sim f(3)$ では、定数項は全て位相が同一なベクトルとなる。これに対して、 $\exp i \xi$ 項は $f(0) \sim f(3)$ ごとに異なる。

すなわち、 $f(0)$ 項では定数項に対して逆位相になり、 $f(1)$ では $-\pi/2$ の位相になり、 $f(2)$ では同位相になり、 $f(3)$ では $\pi/2$ の位相になる。

【 0 0 7 8 】

このような $f(0) \sim f(3)$ をフーリエ変換することにより、 $F(0)$ 項として、通常の GRE (Gradient Echo) 信号のデータと同じ位相を持つデータが得られる。このベクトルの位相は 0 となる。また、 $F(1)$ 項としては、通常の反転 GRE 信号のデータと同じ位相を持つデータが得られる。このベクトルの位相は π となる。このような $F(0)$ 項および $F(1)$ 項は位相誤差 θ の影響を受けにくい特性を持つ。

【 0 0 7 9 】

$F(2)$ 項以降の高次項については、GRE 信号および反転 GRE 信号に位相誤差 θ を複数回加えた後に加算したものに相当するデータとなるので、これら高次項は位相誤差 θ の影響を強く受ける特性を持っている。

【 0 0 8 0 】

そこで、本装置では、 $F(0)$ 項と $F(1)$ 項だけについて、それらの絶対値を加算する。 $F(0)$ 項および $F(1)$ 項がいずれも位相誤差 θ の影響を受けにくい特性を持つので、それらの絶対値の加算値は位相誤差 θ の影響が小さなものとなる。

【 0 0 8 1 】

以上のような処理によって、位相誤差 θ の影響が小さいデータを得ることができ、断層像は、このようなデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより再構成される。データにおける位相誤差 θ の影響が小さいことにより、画像は磁場不均一にかかわらずバンディングアーチファクトを含まないものとなる。

【 0 0 8 2 】

なお、画像再構成は、 $F(0)$ 項または $F(1)$ 項のいずれか一方を用いて行うようにしてもよい。ただし、両者の絶対値の和を用いたほうが信号強度が増す点で好ましい。

【 0 0 8 3 】

なお、 $f(0) \sim f(3)$ についてそれぞれ 2 次元逆フーリエ変換を行い、そ

の後に上記のようなフーリエ変換を行い、その $F(0)$ 項および $F(1)$ 項の絶対値を加算しても得られる結果は同じである。また、 $F(0)$ 項または $F(1)$ 項だけの画像としてもよいのはいうまでもない。

【0084】

また、 $F(2)$ 以降の高次項を採用しないので、フーリエ変換は $F(0)$ 項から $F(1)$ 項までとするようにしてもよい。これによって、計算時間を大幅に短縮することができる。

【0085】

図6に、水と脂肪が混在する場合の $f(0) \sim f(3)$ およびそれらのフーリエ変換 $F(0)$ 、 $F(1)$ をベクトルによって示す。 $F(2)$ 以降については図示を省略する。ここでは、 $\theta_{chem} = \pi/2$ としている。これは $m=8$ の場合に相当する。ただし、 $\theta_{chem}/2 = 2\pi/m$ とする。

【0086】

同図に示すように、水に関しては、図5に示したものと同様になる。脂肪に関しては、 $f(0) \sim f(3)$ の定数項が全て同位相のベクトルとなる。ただし、水に対してはケミカルシフトによる位相差を有するものとなる。

【0087】

$\exp i \xi$ 項は $f(0) \sim f(3)$ ごとに異なる。すなわち、 $f(0)$ では定数項に対して $\pi/2$ の位相になり、 $f(1)$ 項では逆位相になり、 $f(2)$ では $-\pi/2$ の位相になり、 $f(3)$ では同位相になる。

【0088】

このような $f(0) \sim f(3)$ をフーリエ変換することにより、 $F(0)$ 項は、 $F(0)$ における水に対して位相が $\theta_{chem}/2$ 進んだベクトルとなる。また、 $F(1)$ 項は、 $F(1)$ における水に対して位相が $\theta_{chem}/2$ 遅れたベクトルとなる。このような脂肪の $F(0)$ 項および $F(1)$ 項も、位相誤差 θ の影響を受けにくい特性を持っている。

【0089】

そこで、 $F(0)$ について、水と脂肪の位相差 $+\theta_{chem}/2$ を利用して、水と脂肪の分離を行う。また、 $F(1)$ について、水と脂肪の位相差 $-\theta_{chem}$

$m/2$ を利用して水と脂肪の分離を行う。

【0090】

位相差を利用して水と脂肪の分離を行う技術は特開 2 0 0 1 - 4 1 4 号公報に記載されており、この技術分野において知られている。この技術は、SQFWI (Single Quadrature Fat Water Imaging) とも呼ばれる。

【0091】

SQFWI では、エコーデータの位相を m 倍して水と脂肪を同相にし、 $\pm\pi$ の範囲を超える分の折り返しを補正した上で $1/m$ した位相分布によってエコーデータの位相誤差を補正し、その後に水データと脂肪データの位相差に基づいて水と脂肪を分離することが、両者の分離を正確に行う点で好ましい。

【0092】

図 7 に、フーリエ変換から SQFWI による水・脂肪分離までのデータ処理の概念図を示す。同図では、同心円の外側が水、内側が脂肪となっているファントム (phantom) を撮影する場合について示している。

【0093】

同図に示すように、 $f(0)$ は、実質的に水を含まない脂肪だけのデータとなる。ただし、脂肪データは信号強度が低下している。それを斜線で表す。このようになるのは、水と脂肪のベクトルが図 6 に示したようになるためである。

【0094】

$f(1)$ は、実質的に脂肪を含まない水だけのデータとなる。ただし、水データは信号強度が低下している。それを斜線で表す。このようになるのは、水と脂肪のベクトルが図 6 に示したようになるためである。

【0095】

$f(2)$ は、水と脂肪を含むデータとなる。ただし、脂肪データは信号強度が低下している。それを斜線で表す。このようになるのは、水と脂肪のベクトルが図 6 に示したようになるためである。

【0096】

$f(3)$ は、水と脂肪を含むデータとなる。ただし、水データは信号強度が低

下している。それを斜線で表す。このようになるのは、水と脂肪のベクトルが図6に示したようになるためである。

【0097】

これら $f(0) \sim f(3)$ をフーリエ変換した $F(0)$, $F(1)$ はいずれも水と脂肪を本来の信号強度で含むものとなる。ただし、 $F(0)$ では水に対する脂肪の位相は $+\theta_{chem}/2$ であり、 $F(1)$ では水に対する脂肪の位相は $-\theta_{chem}/2$ である。

【0098】

これら $F(0)$, $F(1)$ において SQFWI を利用して水と脂肪を分離することにより、それぞれについて、水データと脂肪データが得られる。そして、 $F(0)$ の水データの絶対値と $F(1)$ の水データの絶対値の和として信号強度が大きな水データを得る。また、 $F(0)$ の脂肪データの絶対値と $F(1)$ の脂肪データの絶対値の和として信号強度が大きな脂肪データを得る。

【0099】

なお、これら水データおよび脂肪データは、 $F(0)$ だけまたは $F(1)$ だけとしてもよいのはいうまでもない。また、必ずしも水と脂肪の両方を求めず、いずれか一方だけを求めるようにしてもよい。

【0100】

エコータイム TE は、上記のように $TR/2$ とする代わりに、 TR の a ($a = m_2 / (m_1 + m_2)$) 倍としてもよい。その場合、エコー信号 $f(k)$ は次式で与えられる。

【0101】

【数4】

$$f(k) = \frac{A(1 - E_2 \exp i \xi)}{B(1 - E_2 \cos \xi) - C(E_2 - \cos \xi)} \exp(-aTR/T_2^*) \times \exp(ia\theta_{chem} + \theta) \quad (4)$$

【0102】

(4) 式で与えられる $f(k)$ をフーリエ変換すると、水に対する脂肪の位相が、 $F(0)$ 項では $\theta_{chem} \times a$ だけ進み、 $F(1)$ 項では $\theta_{chem} \times (1$

- a) だけ遅れる。したがって、この位相差を利用して S Q F W I により水と脂肪を分離することができる。

【0103】

なお、この場合、 $\theta_{chem} \times a = 2\pi / m_1$ および $\theta_{chem} \times (1 - a) = 2\pi / m_2$ となるように、TE および TR を設定する必要がある。ただし、 m_1 および m_2 は 2 以上の整数である。

【0104】

$\theta_{chem} \times a = 2\pi / m_1$ は、エコータイム TE を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1 / m_1$ とすることにより実現できる。 $\theta_{chem} \times (1 - a) = 2\pi / m_2$ は、パルス繰り返し時間 TR とエコータイム TE の差を水と脂肪の位相差が 2π となる時間の $1 / m_2$ とすることにより実現できる。

【0105】

SSFP 状態におけるエコーは、FID (Free Induction Decay) 成分とスピンエコー (SE: spin echo) ないしステイミュレーテッド・エコー (STE: stimulated echo) 成分からなる。FID 成分は、グラディエントエコーとも呼ばれる。スピンエコーないしステイミュレーテッド・エコー成分は、単にスピンエコーとも呼ばれる。

【0106】

これら両成分に対する磁場不均一の影響は互いに対称的となるので、磁場不均一による位相ずれとエコー時間ずれが生じやすい。2 成分の間に位相ずれと時間ずれがあると適正なエコーを得ることができないので、撮影前に 2 成分の位相および時間を一致させることが行われる。位相および時間合わせを行うにあたり、まず、FID 成分および SE・STE 成分について位相ずれおよび時間ずれがそれぞれ測定される。

【0107】

図 8 に、FID 成分の位相ずれおよび時間ずれを測定するためのパルスシーケンスを示す。このパルスシーケンスは、SSFP 状態での撮影用のシーケンスにおいて、位相エンコード軸に、位相エンコード勾配に変えてクラッシャ (crusher) 勾配を印加したものに相当する。

【 0 1 0 8 】

クラッシャは α° パルスの直前で加される。これによってSE・STE成分に対する位相リセット(reset)が行われ、FID成分のみからなるエコーが得られる。そこで、このエコーの位相ずれおよび時間ずれをエコータイムTE'に基づいて測定することにより、FIDの位相ずれおよび時間ずれを求めることができる。

【 0 1 0 9 】

図9に、SE・STE成分の位相ずれおよび時間ずれを測定するためのパルスシーケンスを示す。このパルスシーケンスは、SSFP状態での撮影用のシーケンスにおいて、位相エンコード軸に、位相エンコード勾配に変えてクラッシャ勾配を印加したものに相当する。

【 0 1 1 0 】

クラッシャは α° パルスの直後に加される。これによってFID成分に対する位相リセットが行われ、SE・STE成分のみからなるエコーが得られる。そこで、このエコーの位相ずれおよび時間ずれをエコータイムTE''に基づいて測定することにより、SE・STEの位相ずれおよび時間ずれを求めることができる。

【 0 1 1 1 】

これら位相ずれ同士および時間ずれ同士の差がFID成分とSE・STE成分の位相差および時間差となる。両成分の時間合わせは、勾配磁場の調整によって行われる。すなわち、図10の(1)に示すように、周波数エンコード勾配Gfreqに適宜の補正パルスを付加することによって時間合わせを行う。補正パルスの極性は、時間ずれの方向によっては図示とは逆になることがあり得る。時間合わせは、 α° パルスの位相を調整することによって行う。

【 0 1 1 2 】

図11に、本装置の機能ブロック図を示す。同図に示すように、本装置はエコーデータ獲得部202を有する。エコーデータ獲得部202は、前述のように、SSFP状態でのエコーデータ獲得をフェーズサイクル法によって行う。エコーデータ獲得部202は、マグネットシステム100(100')、勾配駆動部1

30、RF駆動部140、データ収集部150およびシーケンス制御部160からなる部分の機能に相当する。エコーデータ獲得部202は、本発明における獲得手段の実施の形態の一例である。

【0113】

エコーデータ獲得部202が獲得したエコーデータ $f(k)$ はフーリエ変換部204に入力される。フーリエ変換部204は、エコーデータ $f(k)$ について前述のようなフーリエ変換を行う。フーリエ変換部204は、データ処理部170の機能に相当する。フーリエ変換部204は、本発明における変換手段の実施の形態の一例である。

【0114】

フーリエ変換部204の出力データ $F(n)$ は絶対値加算部208に入力される。絶対値加算部208は、 $F(0)$ 項と $F(1)$ 項について絶対値加算を行う。絶対値加算部208は、データ処理部170の機能に相当する。絶対値加算部208は、本発明における加算手段の実施の形態の一例である。

【0115】

絶対値加算部208の出力データは画像生成部210に入力される。画像生成部210は入力データの基づいて画像を生成する。画像生成部210は、データ処理部170の機能に相当する。画像生成部210は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0116】

図12に、本装置の他の機能ブロック図を示す。同図において図11に示したものと同様のものは同一の符号を付して説明を省略する。同図に示すように、本装置は補正部212を有する。補正部212は、前述のように、グラディエントエコー(FID)とスピンエコー(SE・STE)の位相合わせおよび時間合わせを行う。

【0117】

補正部212は、マグネットシステム100(100')、勾配駆動部130、RF駆動部140、データ収集部150、シーケンス制御部160およびデータ処理部170からなる部分の機能に相当する。補正部212は、本発明におけ

る補正手段の実施の形態の一例である。

【0118】

図13に、本装置の他の機能ブロック図を示す。同図において図11に示したものと同様のものは同一の符号を付して説明を省略する。同図に示すように、本装置は水・脂肪分離部206を有する。水・脂肪分離部206は、前述のように、データF(0)、F(1)についてSQFWIによる水・脂肪分離をそれぞれ行う。水・脂肪分離部206は、データ処理部170の機能に相当する。水・脂肪分離部206は、本発明における分離手段の実施の形態の一例である。

【0119】

分離された水データと脂肪データは絶対値加算部208'に入力される。絶対値加算部208は、水と脂肪について、F(0)項とF(1)項について絶対値加算をそれぞれ行う。絶対値加算部208'は、データ処理部170の機能に相当する。絶対値加算部208'は、本発明における加算手段の実施の形態の一例である。

【0120】

絶対値加算部208の出力データは画像生成部210'に入力される。画像生成部210'は入力データに基づいて水画像および脂肪画像をそれぞれ生成する。なお、水画像または脂肪画像のいずれか一方を生成するようにしてもよい。画像生成部210'は、データ処理部170の機能に相当する。画像生成部210'は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0121】

図14、本装置の他の機能ブロック図を示す。同図において図13に示したものと同様のものは同一の符号を付して説明を省略する。同図に示すように、本装置は補正部212を有する。補正部212は、前述のように、グラディエントエコー(FID)とスピンエコー(SE・STE)の位相合わせを行う。

【0122】

補正部212は、マグネットシステム100(100')、勾配駆動部130、RF駆動部140、データ収集部150、シーケンス制御部160およびデータ処理部170からなる部分の機能に相当する。補正部212は、本発明におけ

る補正手段の実施の形態の一例である。

【0 1 2 3】

以上、好ましい実施の形態の例に基づいて本発明を説明したが、本発明が属する技術の分野における通常の知識を有する者は、上記の実施の形態の例について、本発明の技術的範囲を逸脱することなく種々の変更や置換等をなし得る。したがって、本発明の技術的範囲には、上記の実施の形態の例ばかりでなく、特許請求の範囲に属する全ての実施の形態が含まれる。

【0 1 2 4】

【発明の効果】

以上詳細に説明したように、本発明によれば、SSFP状態でバンディングアーチファクトがない画像を撮影する磁気共鳴撮影装置を実現することができる。また、SSFP状態で水と脂肪を分離して撮影する磁気共鳴撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 2】

本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図 3】

本発明の実施の形態の一例の装置が実行するパルスシーケンスの一例を示す図である。

【図 4】

k スペースを示す図である。

【図 5】

データをベクトルで表示した図である。

【図 6】

データをベクトルで表示した図である。

【図 7】

水・脂肪分離の概念を示す図である。

【図 8】

F I D 測定用のパルスシーケンスを示す図である。

【図 9】

S E ・ S T E 測定用のパルスシーケンスを示す図である。

【図 1 0】

F I D と S E ・ S T E 間の相違を補正するための信号を示す図である。

【図 1 1】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 2】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 3】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。

【図 1 4】

本発明の実施の形態の一例の装置の機能ブロック図である。
である。

【符号の説明】

1 対象

1 0 0, 1 0 0' マグネットシステム

1 0 2 主磁場コイル部

1 0 2' 主磁場マグネット部

1 0 6, 1 0 6' 勾配コイル部

1 0 8, 1 0 8' R F コイル部

1 3 0 勾配駆動部

1 4 0 R F 駆動部

1 5 0 データ収集部

1 6 0 シーケンス制御部

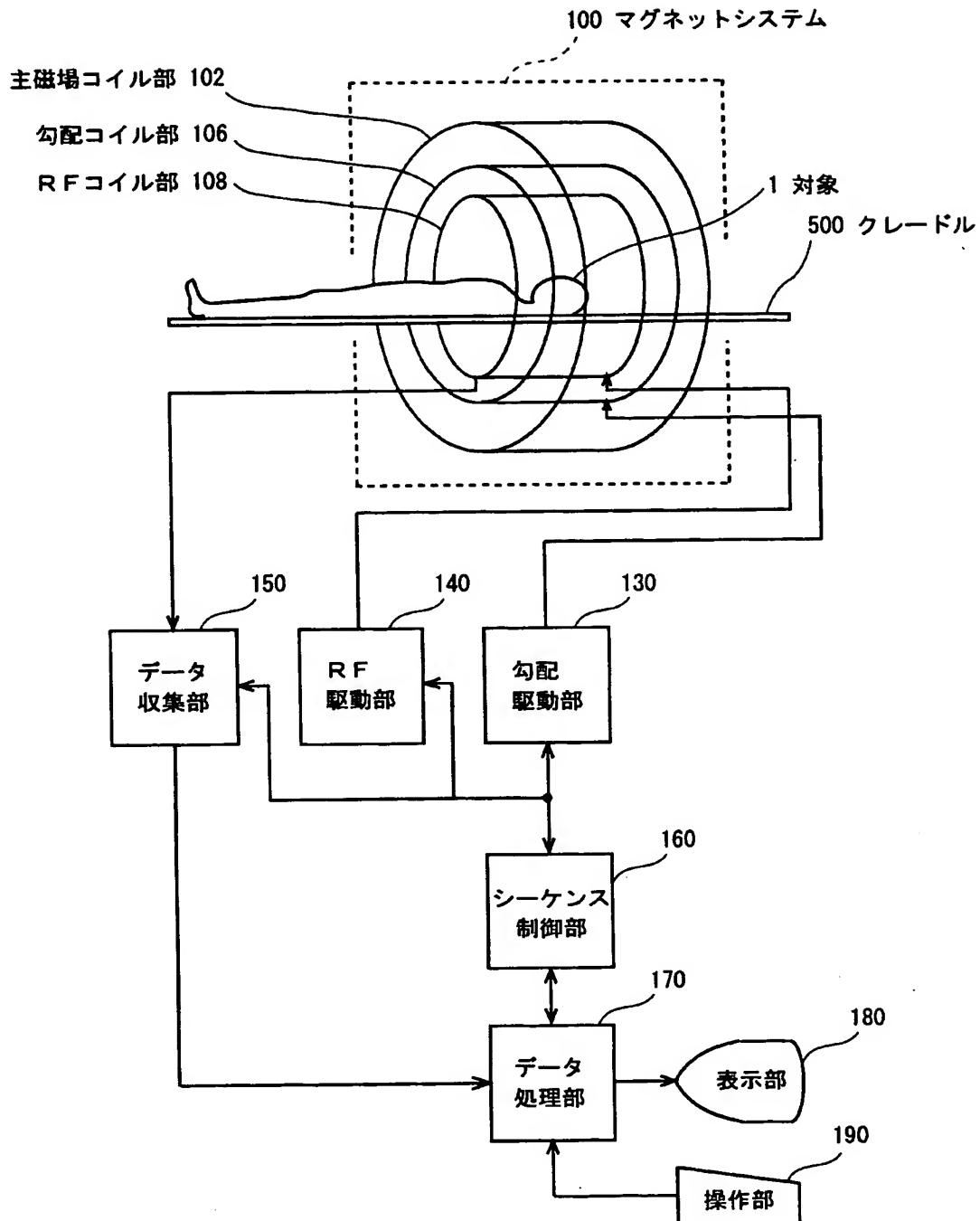
1 7 0 データ処理部

1 8 0 表示部

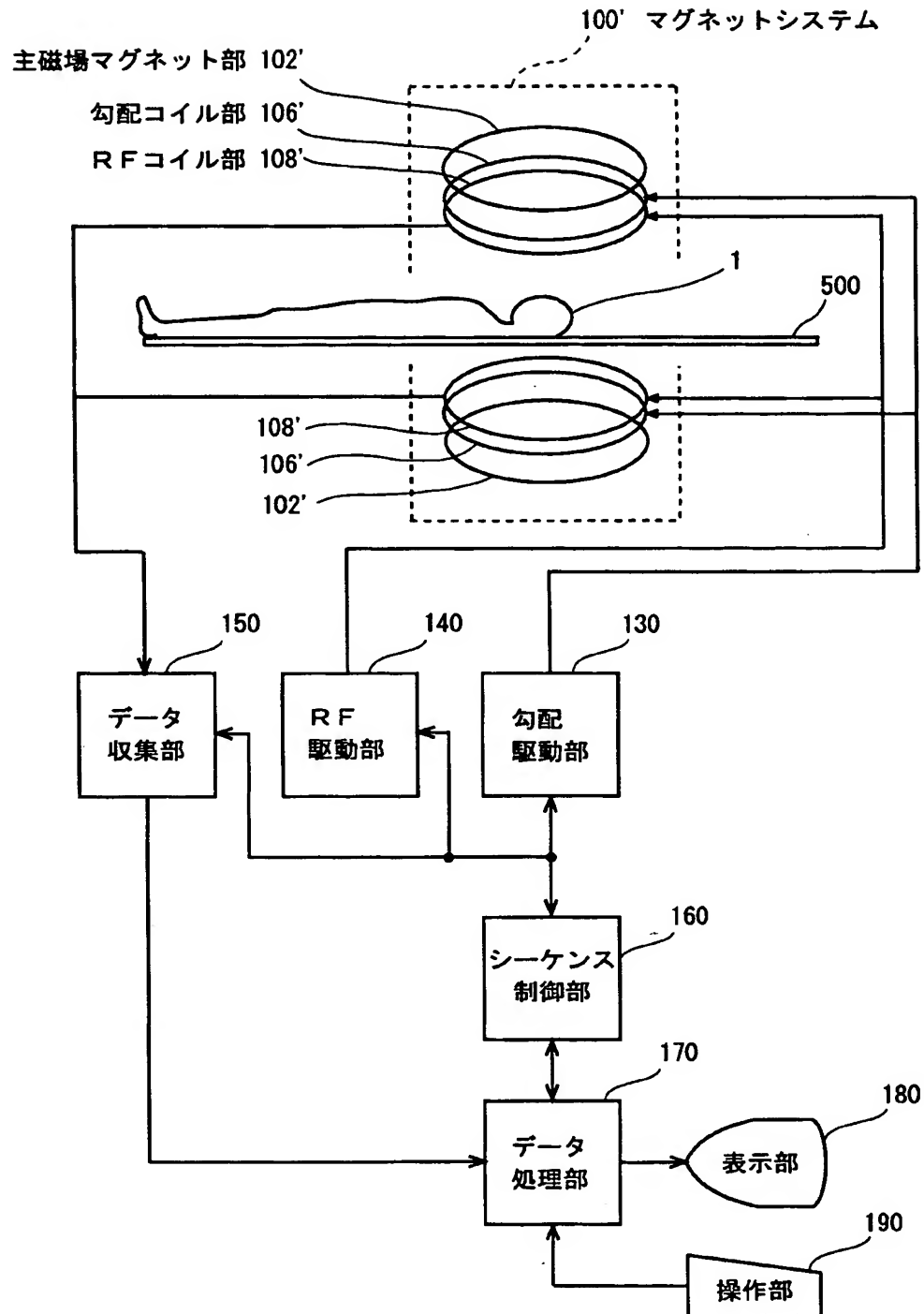
1 9 0 操作部
5 0 0 クレードル
2 0 2 エコーデータ獲得部
2 0 4 フーリエ変換部
2 0 6 水・脂肪分離部
2 0 8, 2 0 8' 絶対値加算部
2 1 0, 2 1 0' 画像生成部
2 1 2 補正部

【書類名】 図面

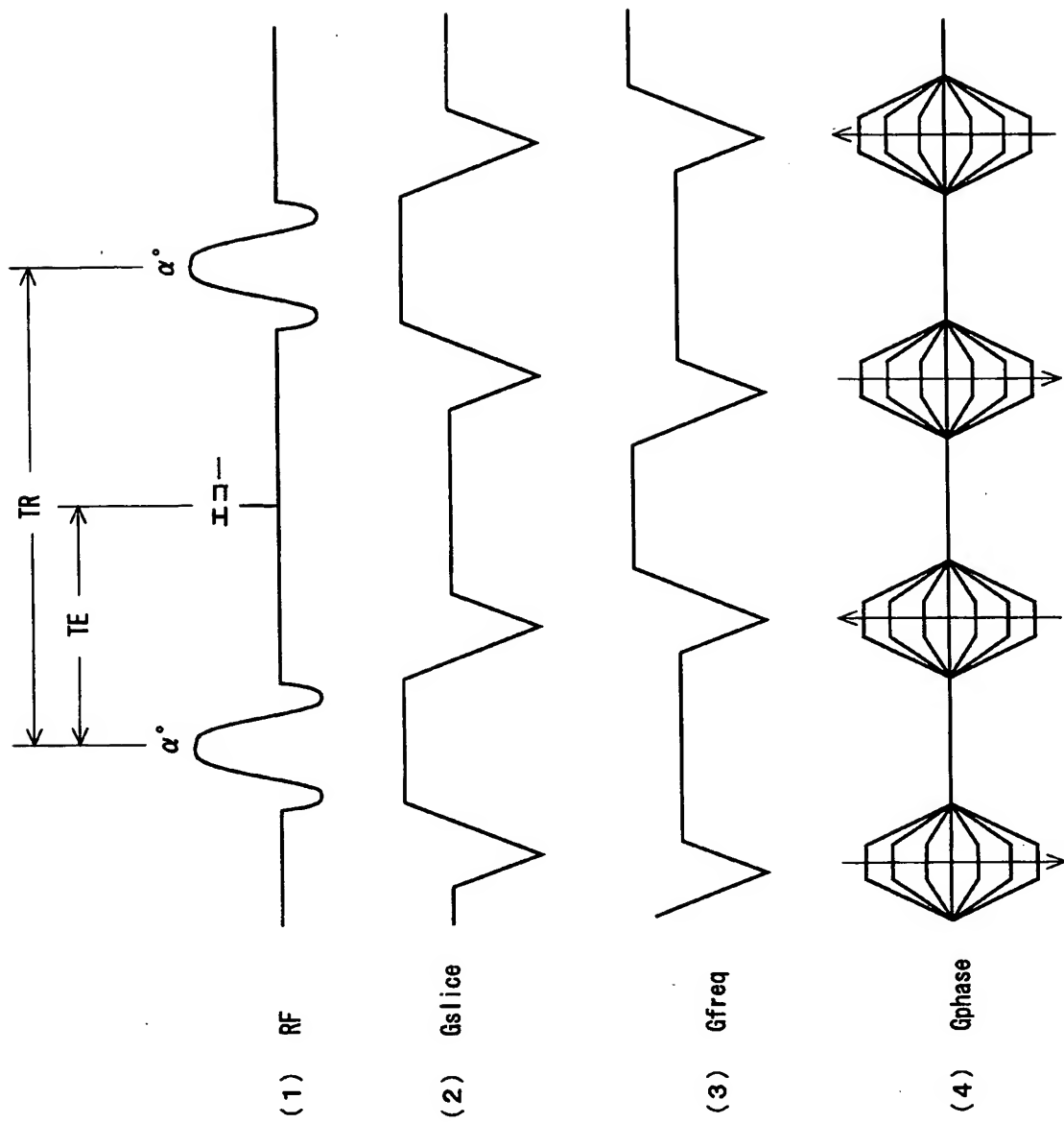
【図 1】



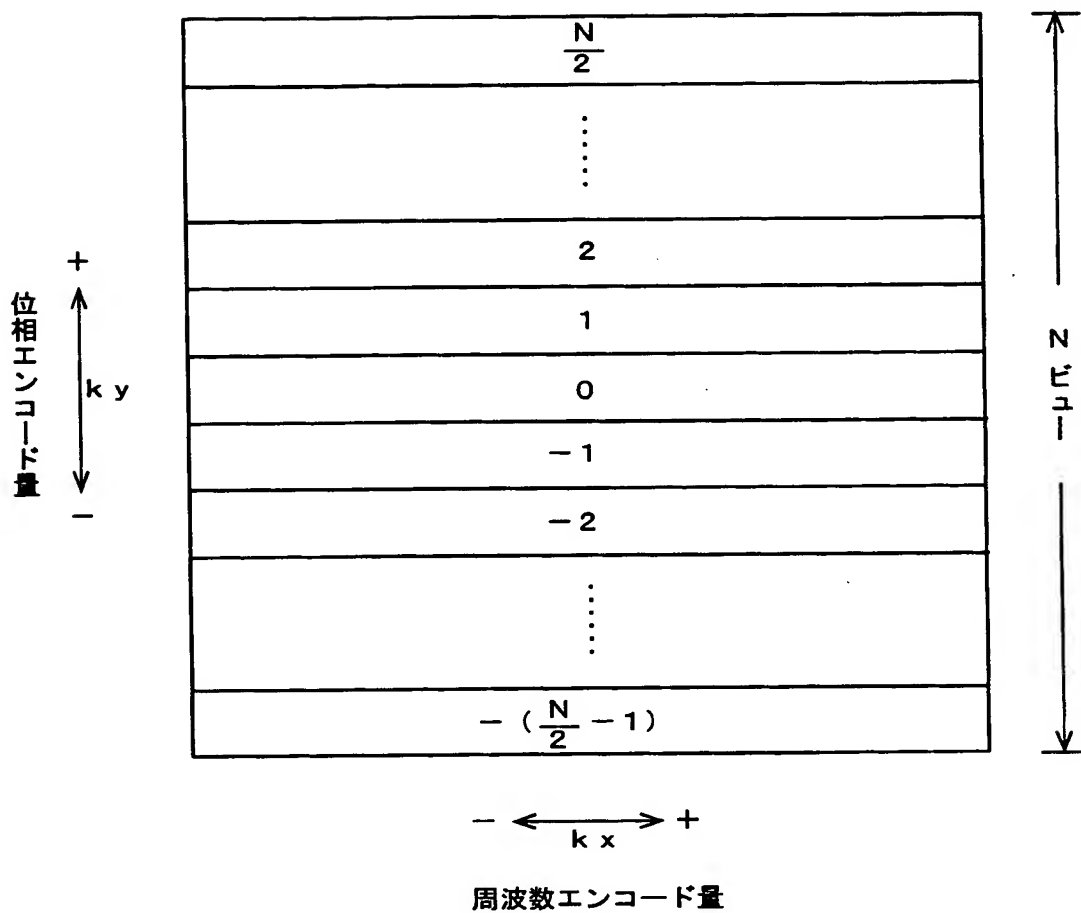
【図 2】



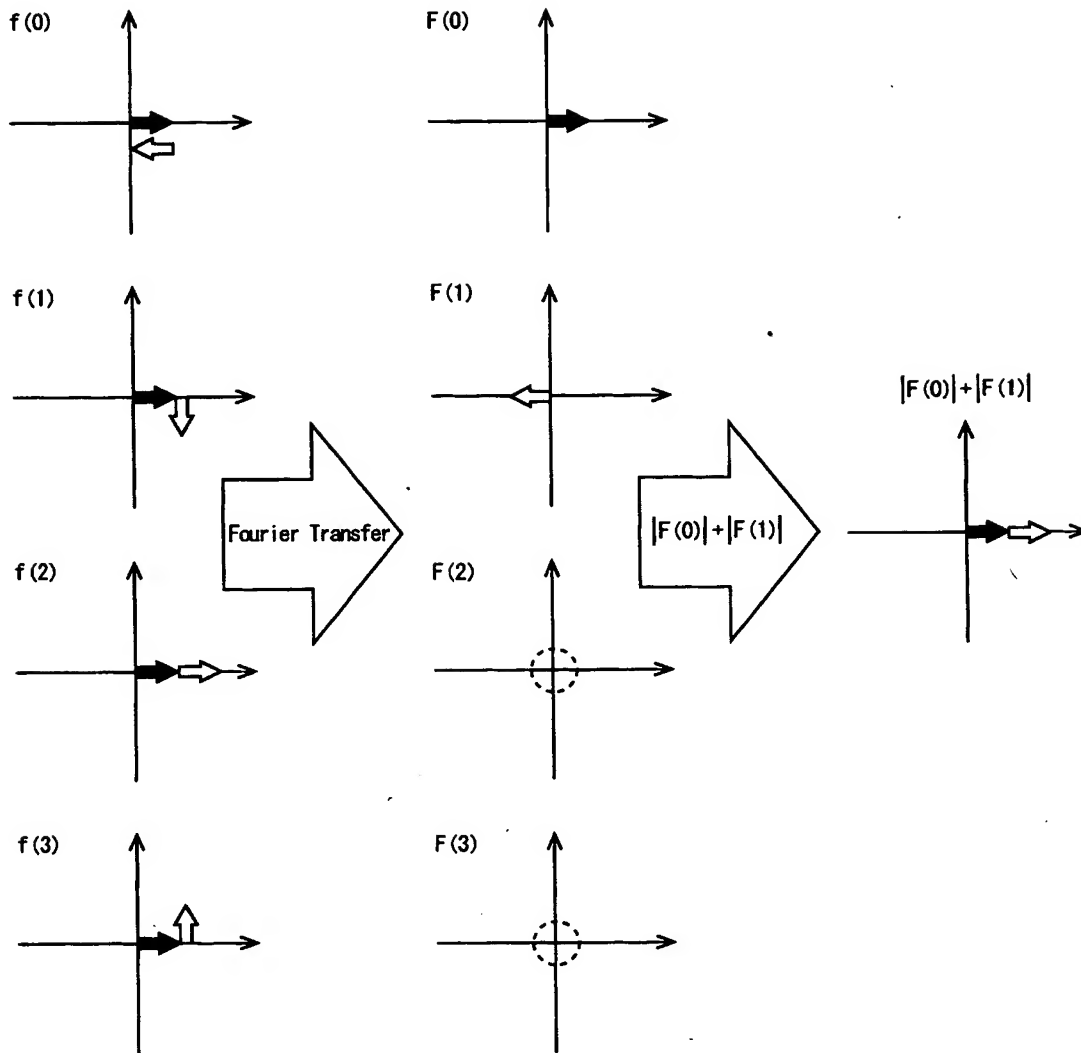
【図 3】



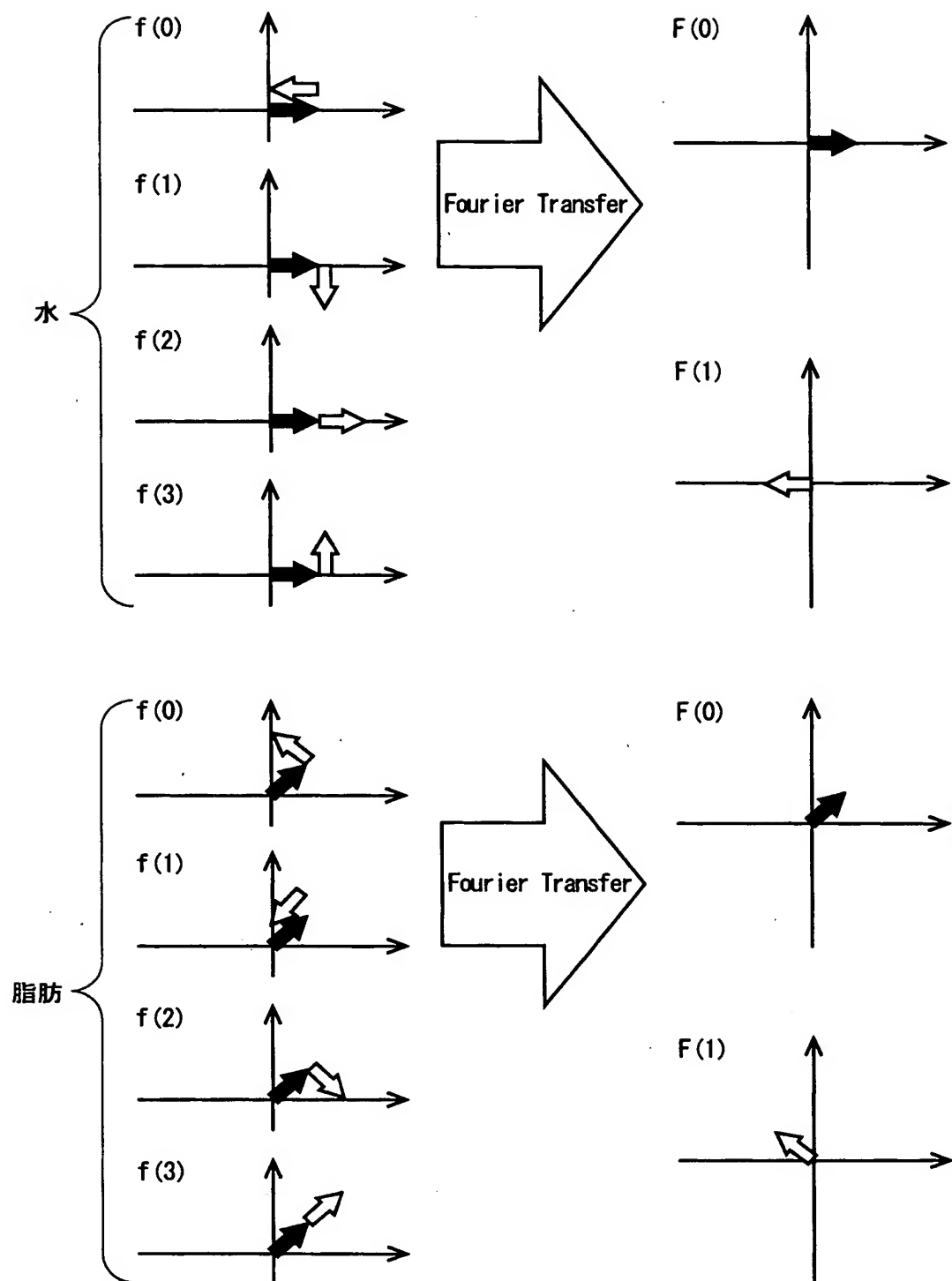
【図 4】



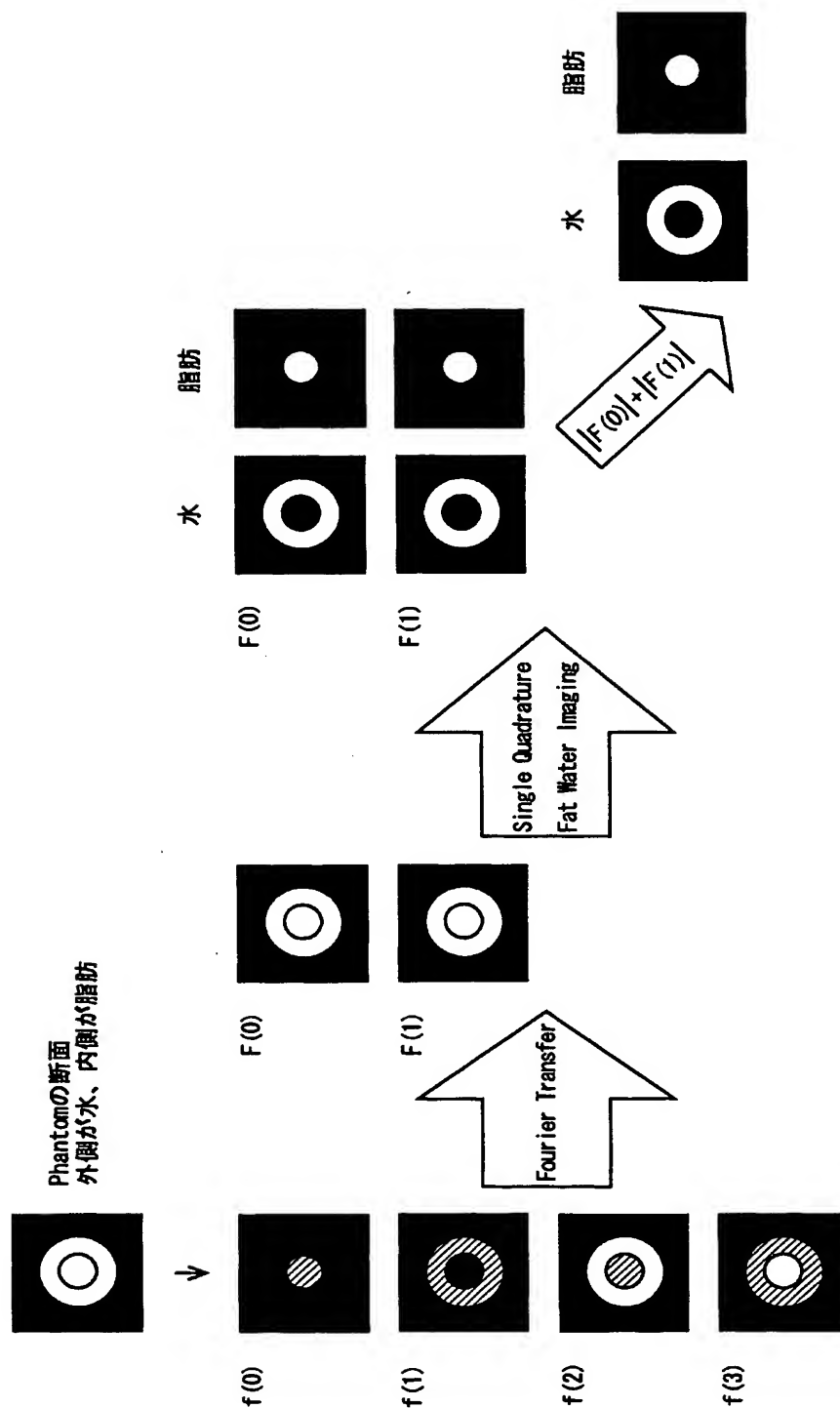
【図 5】



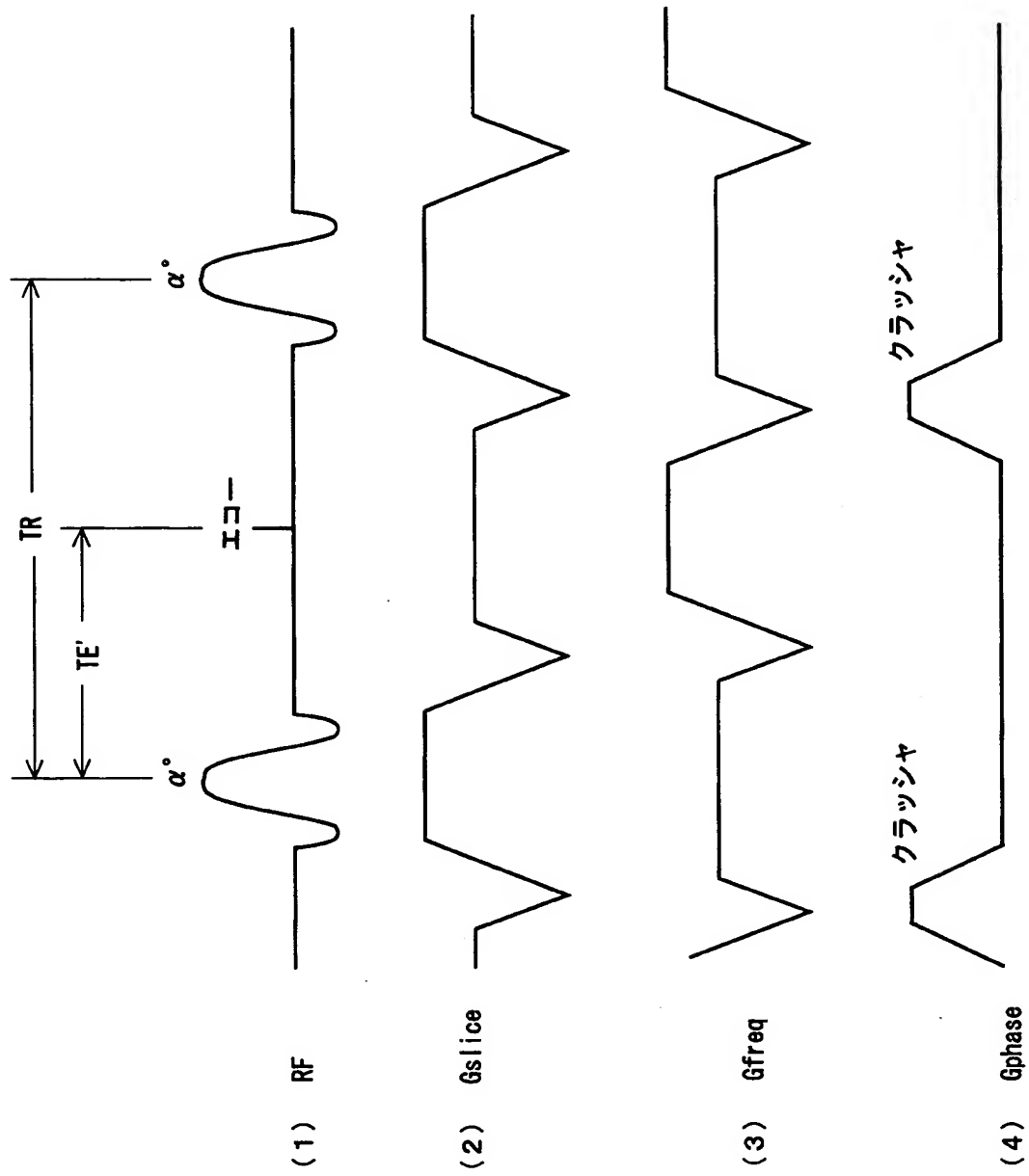
【図 6】



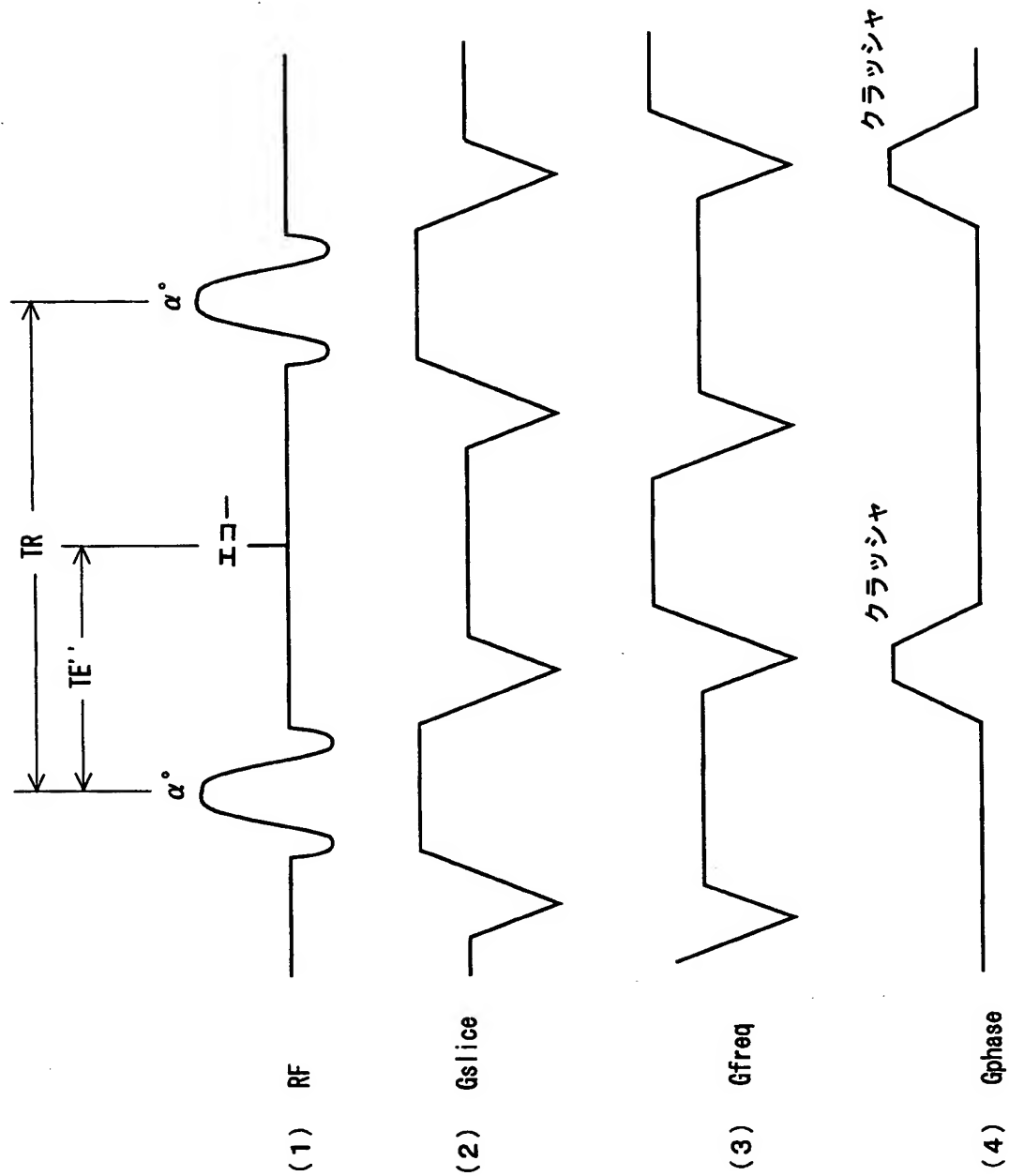
【図 7】



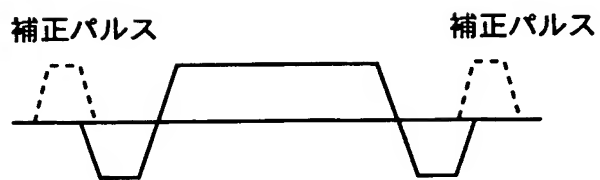
【図 8】



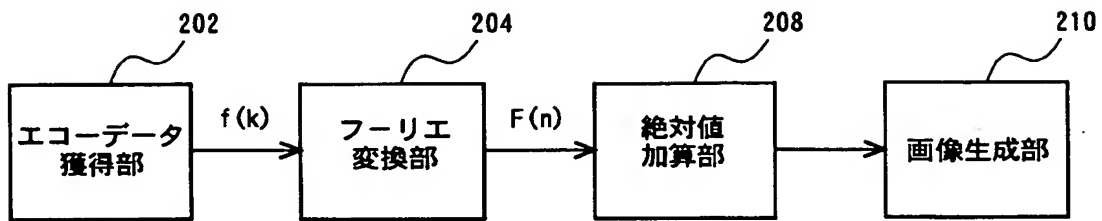
【図9】



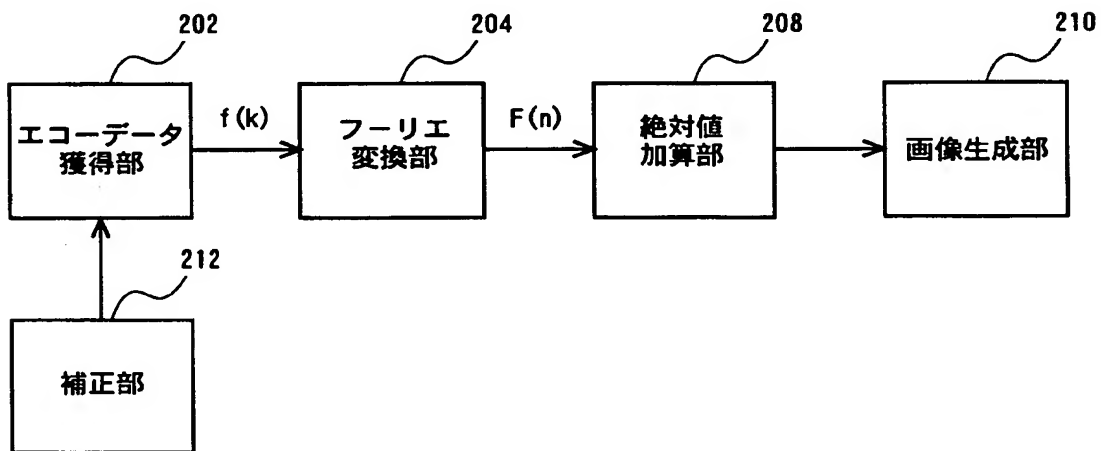
【図10】



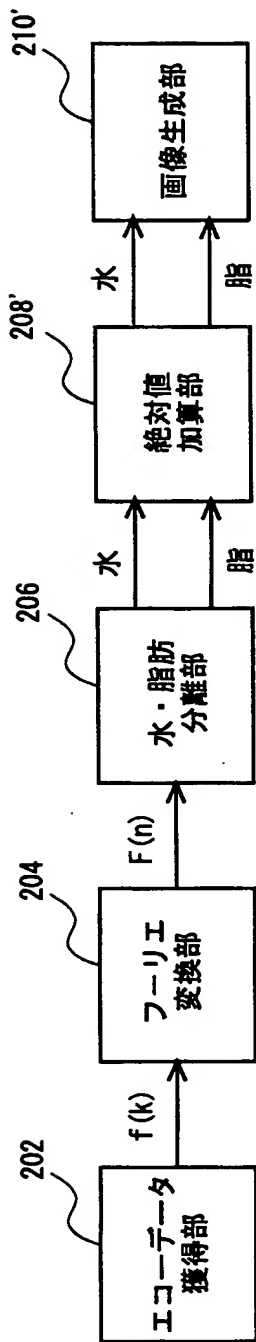
【図 1 1】



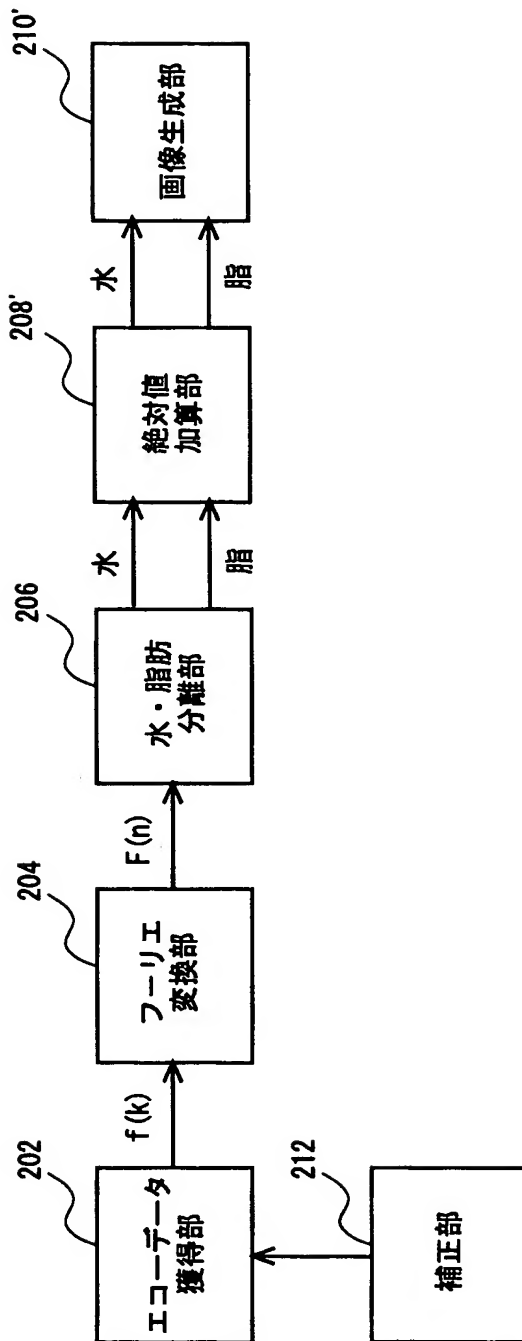
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 S S F P 状態で、バンディングアーチファクトがない水・脂肪分離画像を撮影する磁気共鳴撮影装置を実現する。

【解決手段】 対象内のスピンを S S F P 状態にして水と脂肪が $2\pi/m$ の位相差を持つ複数ビューのエコーデータを獲得することを、R F パルスの位相の階差を $2\pi \cdot k/M$ として $k=0$ から $M-1$ まで繰り返す獲得手段 (202) と、エコーデータについて位相階差に基づくフーリエ変換を行う変換手段 (204) と、フーリエ変換の $F(0)$ 項および $F(1)$ 項について、それぞれ、水と脂肪の位相差を利用して水データと脂肪データとに分離する分離手段 (206) と、 $F(0)$ 項および $F(1)$ 項における水データと脂肪データのうちの少なくともいずれか一方について絶対値の和を求める加算手段 (208') と、和のデータに基づいて画像を生成する画像生成手段 (210') とを具備する。

【選択図】 図 1 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [300019238]

1. 変更年月日 2000年 3月15日

[変更理由] 名称変更

住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ
・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・71
0・3000

氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー